



TITLE:

10.脳におけるパターン形成(パターン形成の運動及び統計,研究会報告)

AUTHOR(S):

原田, 康平; 甲斐, 昌一; 平川, 一美

CITATION:

原田, 康平 ...[et al]. 10.脳におけるパターン形成(パターン形成の運動及び統計,研究会報告). 物性研究 1986, 46(6): 841-849

ISSUE DATE:

1986-09-20

URL:

<http://hdl.handle.net/2433/92305>

RIGHT:

10. 脳におけるパターン形成

久留米大・医 原 田 康 平

九 工 大 甲斐昌一，平川一美

1. 始めに

脳波は、我々が比較的簡単にヒトの脳活動に触れ得るほぼ唯一の手段である。脳波の中でも α 波や δ 波と呼ばれる成分は安静閉眼時あるいは熟睡時などに自発的に発生するきわめてリズムミクな波であり、いわば脳の基礎的活動を表わすものとして多くの研究の対象となってきた。これらの脳波リズムの発生メカニズムについては、これまで視床ペースメーカ説や様々のニューロン結合モデルが提案されている¹⁾。おそらく、これらのいずれもが脳波リズムの一面を突いているものと考えられるが、実際に頭皮上で観測される現象と具体的にどう結び付くかはなお明らかではない。脳波リズムの際立った周期性と大きい振幅から見て、ニューロン集団における比較的マクロなスケールでの協同現象をも想定する必要があるように思われるからである。既に Wiener は、 α 波について現象論的な立場から、脳内に存在する多数の非線形振動子が結合することにより安定リズムが形成されとの考えを提唱している^{2,3)}。しかし実際には、 α 波は時間的にも空間的にも複雑な変動を示し⁴⁻⁶⁾、決して単純な振動現象としては捉えられない。脳波研究の多くが定常線形解析に留まっている現状にあって、このような議論を実際の観測データに即して検討する試みは殆どなされていない。近年、いわゆるリズム集団の挙動に関して理論的解明が進められており^{7,8)}、改めて多自由度非線形振動系という観点から見ても脳波リズムはなお興味深い対象として残されている。

さて、現実の脳波観測に当たっては雑音がきわめて厄介な問題となる。大きいといわれる α 波や δ 波でさえ振幅は数十～数百 μV 程度に過ぎず、その測定には筋電、心電その他の外来雑音の高レベルでの混入を免れない。このため、脳波測定には帯域制限が不可避であって、言い換えれば、脳波解析は既に最初の段階から信号の線形性を前提せざるを得ない状況に置かれている。たとえば、 α 波、 θ 波、 δ 波といった脳波リズムはそれぞれ $8 \sim 13 \text{ Hz}$ ， $4 \sim 7 \text{ Hz}$ ， $1 \sim 3 \text{ Hz}$ の成分として機械的に定義されているに過ぎず、この帯域巾を超える変動はそもそもその定義から除外されている。このような定義自体は脳波リズムの成因や性質を調べる上で非現実的であるとしても、その本来の波形を広いレンジで観測することは著しく困難であり、非線形現象に関する多くの解析手法が直接には適用できない。とはいえ、脳波リズムの背景に

非線形振動系の存在が示唆される以上、振幅情報にのみ着目した従来の線形定常解析だけでは明らかに不十分であって、たとえ線形推定の枠内ではあれ、位相情報や空間的特性まで含めた多面的な観察を行なう必要があると考えられる。

以上のような観点に立って、我々はこれまで α 波の振幅と位相を complex demodulation (CD) 法⁹⁾により推定し、その時間的・空間的特性の検討を行なってきた。後述するように、CD法は信号を等価的に1つの振動要素として捉え、変動をすべて振幅と位相の中に繰り込んでしまう手法であって、臨床現場で行なわれている視察とよく対応する。もちろん、CD法も本質的に線形推定であるが、スペクトル解析と異なりデータの定常性にとらわれず、かつ、位相に関する情報を直接に提示できる特長がある。また、オーダーパラメータともいえるべき振幅と位相がそれぞれ瞬時値として得られるため、時間的・空間的変動を検討する上でもきわめて好都合であり、帯域制限という条件下では最善の方法ではないかと考えられる。既に、我々はCD解析の結果に基づいて、 α 波がコヒーレントな振動ではなく時間的にも空間的にもダイナミックに変動する複雑な現象であることを指摘してきたが⁶⁾、今回は改めて α 波が頭皮上に形成する動的なパターンについて報告する。

2. 対象と方法

22 - 24 才の健康な男子学生の安静閉眼時脳波を対象とした。測定には日本電気三栄製 12 チャンネル脳波計 1A74 を用い、図 1 に示されている国際式 10 - 20 電極配置法に基づいて 8 ~ 12 部位から単極導出を行なった。基準電極は両耳もしくはは顎としたが、後述する結果について両者に差異は認められなかった。脳波計の出力はリアルタイムで A/D 変換した後、日本電気製 PC 9801F2 システムのフロッピーディスクに記録し、九州大学大型計算機センタ FACOM M382F および久留米大学医学部電子計算機室 FACOM M130F により解析した。A/D 変換のサンプリングは 200Hz、チャンネル間の最大ラグは 1 ミリ秒未満である。なお、本文の 3.1 節で触れる間欠閃光刺激応答は、閉眼状態にある被験者に周期的なストロボ閃光刺激を加えたときの脳波であり、測定には脳波計付属の刺激装置を用いた。

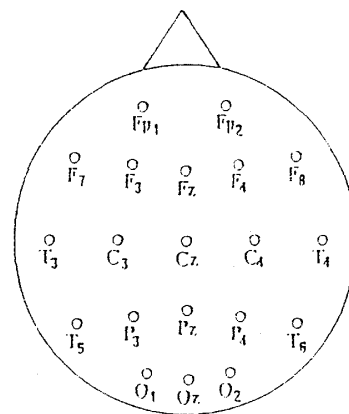


図1 国際式 10 - 20
電極配置

CD法は、信号に適当な周波数の複素参照波を乗じてビート成分を取り出し、等価的な振幅と参照波からの位相差を推定する方法であって、振幅に関する限りロックインアンプやスーパ

ーヘテロダイン検波と同じ原理に基づいている。ここでは、 α 波が

$$A(t) \sin(\omega t + \theta(t))$$

で近似でき、 $A(t)$ 、 $\theta(t)$ の変化が ω に比べて十分緩やかであると仮定したときに求められる

$$A(t), (\omega - \omega_0) t + \theta(t)$$

をそれぞれ α 振幅、位相と呼び、各部位間での位相差を

$$(\omega - \omega') t + \theta(t) - \theta'(t)$$

により推定するものとした。 ω_0 は CD 解析における参照周波数であり、古典的な波形解析方法により求めた右後頭部 02 の平均 α 周波数を用いた。実際の CD 解析に必要なフィルタリングには項数 64、遮断周波数 3.0 Hz の非再帰型デジタルフィルタを使用した。

次に、各部位の α 振幅、位相についてトポグラフ⁴⁾もしくはクロノトポグラフ¹⁰⁾を作成し、 α 波の振幅と位相の分布パターンとその運動を検討した。トポグラフは Fp1, Fp2, F4, C3, Cz, C4, Pz, O1, O2, T3, T4 の 12 部位のデータに基づいて上野・松岡の方法¹¹⁾により作成し、クロノトポグラフは右頭部縦線上に位置する 9 部位 (Fp2, F4, C4, P4, O2 とそれぞれの中間点) のデータに 3 次 spline 補間を施して作図した。いずれの場合も位相は O2 を基準部位とし、前者では O2 に対する各部位の位相差を $-180^\circ \sim 180^\circ$ の範囲で、後者では位相差の絶対値を $0^\circ \sim 180^\circ$ の範囲で描出した。

3. 結果と議論

3.1 スペクトル

図 2 A, B にはそれぞれ 2 人の被験者の右後頭部 (02) 脳波のスペクトルトレースが示されている。 α 帯域において、前者はほぼ一貫して一本のピークを示しているのに対して、後者では各トレースのどの部分にも大小のピークが乱立した複雑なパターンが現われている。この他、双峰性のスペクトルを示す被験者や部位によってピーク周波数が異なる被験者なども存在し、各々によって α 波形、スペクトルパターンともかなりの個人差が認められた。このような α 波の多様性は改めて脳内に複数の α 振動系の存在することを示唆するものであり、さらに、それらの結合状態の相違により個人差がもたらされていることをも暗示している。

以上の推論は次の間欠閃光刺激応答からも支持される。図 3 は、図 2 B の被験者に 10 Hz の

間欠閃光刺激を与えたときの脳波スペクトルを示している。周期的閃光刺激の下で、多数のピークは一つの尖鋭なピークに集約され、図2Aの被験者と合わせて類似したパターンに変化していることが分かる。このような現象は外部刺激による脳波の「引き込み」として既によく知られたものであり、 α 波が何らかの非線形振動である証拠として挙げられてきたが^{12,13)}、そのメカニズムは殆ど解明されていない。我々の観測によれば、「引き込み」はBの多峰性スペクトルを示す被験者できわめて顕著に認められ、単峰性のAタイプの場合は閃光刺激に対して際立った変化を示さなかった¹⁴⁾。また、「引き込み」状態に入っても α 帯域全体のパワー、つまり、 α 波の振幅そのものはそれほど増大するわけではない。これらの事実もまた脳内に複数の α 振動子があって互いに結合していることを示唆している。即ち、多峰性の被験者では振動子の結合が弱いために複雑なスペクトルパターンを示す反面、外部刺激に柔軟に応答できるのではないかと考えられる。一方、単峰性スペクトルを示す被験者の場合は、Wiener が指摘したような相互に引き込まれた安定状態が実現されているものと思われる。

3.2 α 振幅および位相の時間的変動

図4には、多峰性スペクトルを示す被験者の右後頭部02から導出された脳波形とCD解析

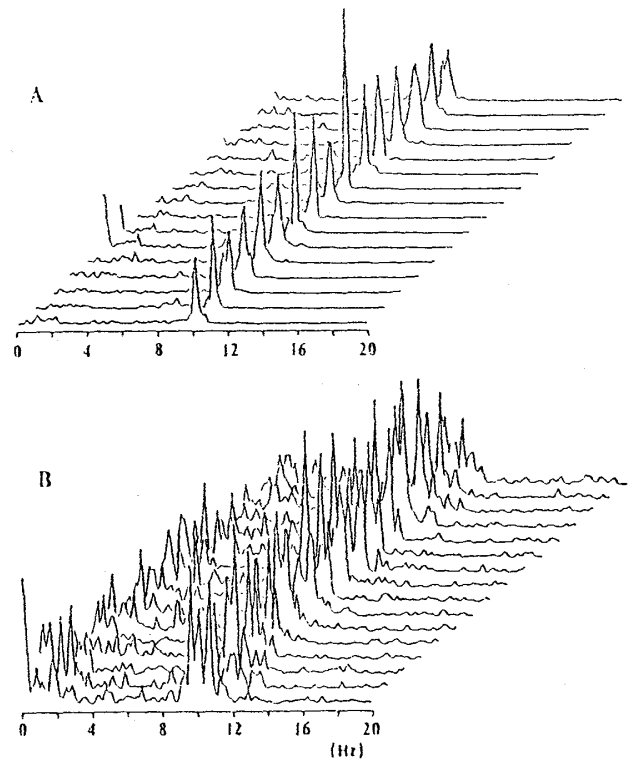


図2 単峰性(A)および多峰性(B)の脳波スペクトルトレース。右後頭部02. 10. 24秒毎の2048点FFT.

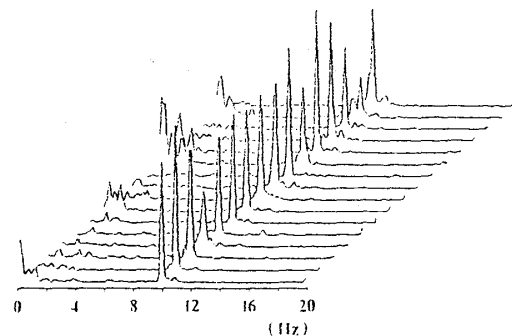


図3 被験者B(図2)の10 Hz 閃光刺激下における右後頭部脳波スペクトル。

により推定した α 振幅および位相が示されている。

α 波の振幅に認められる顕著な増減は waxing and waning と呼ばれる現象⁵⁾であって、正常 α 波の一般的特徴として知られている。今回、スペクトルパターンを問わず全ての被験者にこの waxing and waning が観察された。一方、位相は振幅の著しく減少するところで不連続に変化しており、特に多峰性タイプの被験者に頻繁なジャンプが認められた。

図5には α 振幅変動の典型的なスペクトルが示されている。明らかに振幅変動には周期性がなく、むしろ $1/f^\nu$ タイプの周波数依存性を示している。単峰性、多峰性いずれの場合も ν の値は0~1の間に分布し、多くの被験者で0.5前後の値が得られた。

これらの結果は α 波の時間的変動に関する興味深い問題を提示している。もし、狭い帯域中に複数の振動成分が存在する場合、いわゆるビーティングが起こり、振幅の極小部で位相は不連続に変化する。CD解析は線形解析であるがゆえに、 α 波をまさしくこのような波として描出したといえる。しかしながら、卓越した周波数成分が少数であれば振幅変動には明瞭な周期性が現われなければならない。従って、 $1/f^\nu$ タイプの α 振幅スペクトルは α 波の時間変化の説明にきわめて多数のモードの存在を要請している。このことは脳波スペクトルに多数のピークが現われたり、あるいは大なり小なりバンド状になっている事実とも対応する。但し、多数のモードの存在を直ちに実体としての多数の振動系の存在へと結び付けるわけにはいかない。よく知られているように、少数の振動子が非線形結合する場合などでも様々のモードが発生し得るのであって、図2A, Bの両者のいずれもが $1/f^\nu$ タイプの連続スペクトルを示すという今回の結果はむしろこのような可能性を強く示唆している。もちろん、このような問題は線形推定の枠を越えているが、複数の振動子があるとの主張がどのような相互作用が存在するかという問題に直結することは自明といわなければならない。なお、

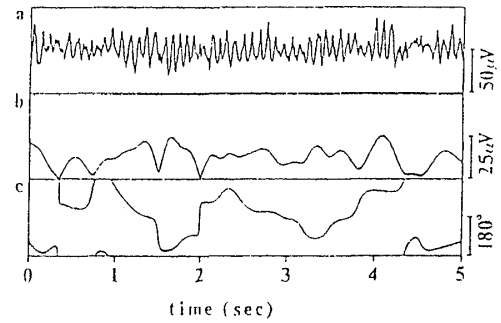


図4 右後頭部から導出された脳波形(a)とCD法により推定された α 振幅(b)および位相(c)。

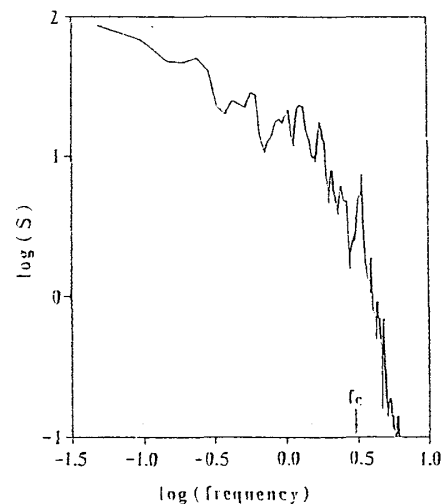


図5 右後頭部 α 振幅のパワースペクトル。log-log表示。4回加算平均。

従来の脳波研究の多くが定常線形解析に留まり、そのゆえに脳波スペクトルの解釈に関して多くの混乱を招いていることを付言しておきたい。

3.3 α 波の空間特性

図6は、多峰性タイプの被験者における α 振幅および02からの位相差マップの一例を50ミ

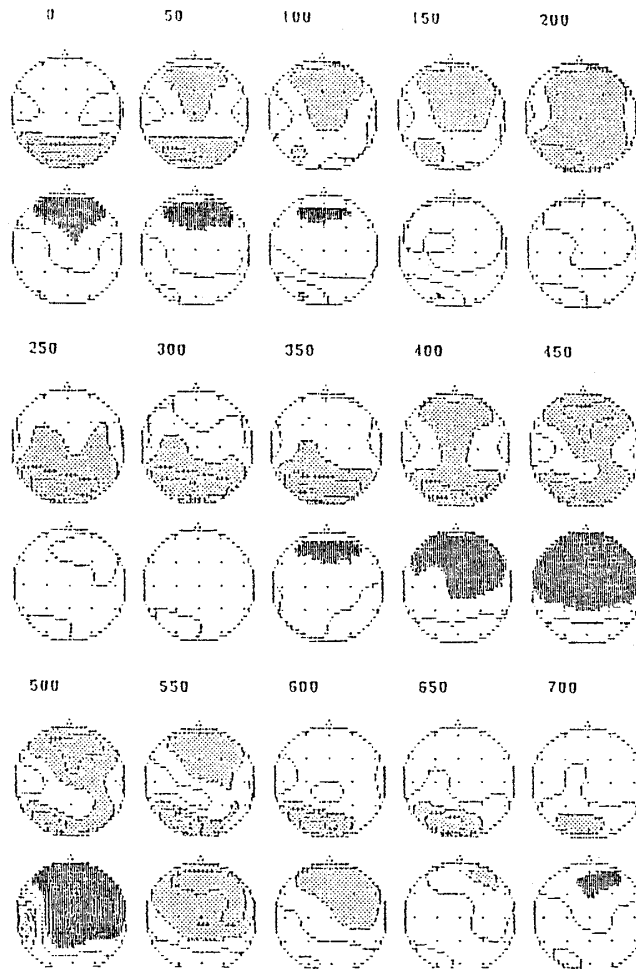


図6 α 振幅（上段）および右後頭部を基準とした位相差（下段）マップ・各数値は50ミリ秒毎の時刻。シャド一部はそれぞれ高振幅および逆相領域を表わす。

リ秒毎に示している。既に報告したように⁶⁾， α 活動の優勢部位は数百ミリ秒の比較的短い間隔で交替しており、この点に関してこれまで例外は認められていない。一方、位相の方は頭部の前後で逆相となる傾向が顕著であり、互いの領域は振幅変動に対応した拡大・縮小を示した。なお、逆相構造自体は phase reversal とか travelling wave という呼び名で既によく知られていた現象であるが¹⁵⁾，従来の研究は全て平均的挙動を見たに留まっており、その動的性格は見落とされている。今回の測定では、被験者の大半に頭部前後での位相差が観測されたが、

その大きさにはかなりの個人差が認められた。また、全般に単峰性の被験者ほど安定した位相構造を示し、多峰性の方が逆相領域の変動が激しいように見受けられ、微妙な個人差が存在した。

図7には同じく多峰性スペクトルを示す被験者の α 振幅に対するクロノトポグラフが、また、図8には20ミリ秒毎にトレースした α 振幅分布とO2からの位相差分布が示されている。振幅分布は、後頭部優勢、前頭部優勢あるいは両者が組み合わさった凹状分布など幾つかの特徴的なパターンが競合する形で変動を繰り返している。また、位相分布の方にも振幅分布に対応した変動が認められた。即ち、後頭部に強い α 活動があるときは頭部前後で逆相状態にあり、急激な変化を示す境界部分を除いてそれぞれの領域で平坦な位相分布を保っている。位相ギャップの部分は振幅分布の極小部に一致し、前後の大小関係の変化に伴って移動しながら新たな位相関係の出現へと展開している。従って、このような振幅と位相の分布パターンの競合、交替が頭皮上の各部位では waxing and waning や位相のジャンプあるいは緩やかな変動として観察されるものと考えられる。

データ解析の立場から見て、きわめて複雑なスペクトルを示す被験者から図8のような秩序ある位相パターンが見い出される事実は大変興味深い。つまり、前節で述べた多数のモードというものが、ここでは陽に現われていないわけで、逆に言えば、位相のダイナミクスがそれぞれの部位のスペクトルに影響していると考えの方が自然であろう。このことは、一点において観測されたデータからその特性を論じることの危険性を端的に表わしている。空間的に変動する振動系というものの厄介な側面といえよう。

以上のように、頭皮全体に及ぶ逆位相構造の形成や振幅および位相パターンの消長と交替と

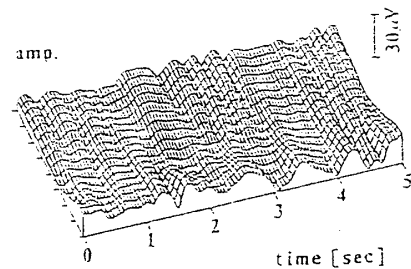


図7 α 振幅のクロノトポグラフ

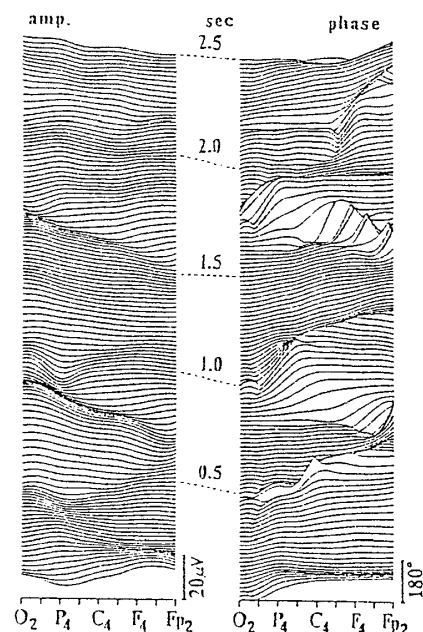


図8 α 振幅および右後頭部からの位相差に対するクロノトポグラフ。各トレースは20ミリ秒毎。位相差は絶対値。

いった現象は、10Hzの振動要素が形成するよりマクロなスケールでの秩序とその運動の存在を示しており、改めて、このような多自由度非線形系としての α 活動がどのような力学系として記述できるかという問題を提起している。理論的には、多自由度の非線形振動系がカオティックな挙動や位相の運動といった現象を示すことが知られ^{7,8)}、また、間欠カオス系と呼ばれる一次元写像からは位相ジャンプや $1/f^\nu$ スペクトルといった現象が導かれている¹⁶⁾。このようなアナロジーからも、 α 波の変動が高次の非線形性に由来したものであることが示唆されるからである。実際、脳波のカオティックな性質を議論した報告も最近なされている^{17,18)}。しかしながら、いずれも雑音と帯域制限への対処の方法が不明瞭であり、空間的な運動にも言及されていない。

単に結合した非線形振動系というだけでは問題の出発点に立ったに過ぎないが、今回は、具体的なパターンの形成と運動、それに伴う位相ジャンプや $1/f^\nu$ タイプの振動変動といった特徴的現象を具体的に捉え得た。今後は、個人差や閃光刺激といったパラメータを横軸としたときのこれらの特徴の変化をより詳細に調べ、振動系の実体に迫っていく予定である。

4. おわりに

今回の我々の結果は、waxing and waning や位相ジャンプ、 $1/f^\nu$ タイプの振幅変動といった α 波にまつわる興味深い現象がいずれも共通のメカニズムに根ざしていることを示唆した。即ち、複数の振動子が互いに結合してダイナミックに変動する電位パターンを形成し、それが一つの部位では間欠カオスに類似した非線形現象として観測されるのではないかと考えられる。この点において、自然界に見られる非線形非定常現象と一脈通ずるものがあり、脳というきわめて魅力的かつ特殊な対象への新しいアプローチの在り方を示しているように思われる。

文 献

- 1) P. Anderson and S. A. Anderson, *physiological basis of alpha rhythm*, Appleton, New York, 1968.
- 2) N. Wiener, *Nonlinear problems in random theory*, Wiley, New York, 1958.
- 3) N. Wiener, *Cybernetics*, 2nd ed., MIT press, 1961.
- 4) D. Lehman, *Electroenceph. clin. Neurophysiol.* **31** (1971) 439.
- 5) K. Mimura, *Jap. J. Physiol.* **21** (1971) 375.
- 6) 原田ら, 電子通信学会論文誌, J 68C (1985) 737.
- 7) T. Yamada and H. Fujisaka, *Prog. Theor. Phys.* **72** (1984) 885.

- 8) 蔵本, 数理科学, **23** No. 9 (1985) 23.
- 9) D. O. Walter, *Electroenceph. clin. Neurophysiol., Suppl.* **27** (1968) 53.
- 10) A. Remond et. al., *Electroenceph. clin. Neurophysiol.*, **26** (1969) 245.
- 11) 上野, 松岡, 医用電子と生体工学, **14** (1976) 118.
- 12) S. Watanabe and Y. Shibata, *Recent advances in EEG and EMG data processing* (ed. N. Yamaguchi and K. Fujisaka), Elsevier, 1981.
- 13) 中沢ら, 医用電子と生体工学, **23** (1985) 7.
- 14) 三島ら, 信学技報, NLP85-37(1985).
- 15) P. V. Pocock, *Phythmic EEG activities and cortical functioning* (ed. Pfurtscheller et al), Elsevier, 1980.
- 16) 森, 科学 **54** (1984) 468.
- 17) E. Basar, *Synergetics of the brain*, (Splinger-Verlag) 1983.
- 18) A. Babloyantz et. al., *Phys. Lett.* **111A** (1985) 152.